

Метод определения концентраций пигментов кожи по ее мультиспектральным изображениям

С. А. ЛЫСЕНКО, М. М. КУГЕЙКО

Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь, e-mail: lisenko@bsu.by, kugeiko@bsu.by

Разработан метод оперативного получения двумерных распределений концентраций меланина, окси- и деоксигемоглобина в тканях кожного покрова по снимкам в спектральных участках с центральными длинами волн 460, 522, 560, 580, 610, 740 нм. Метод основан на множественных регрессиях между спектральными яркостями пикселей изображения кожи и определяемыми параметрами, установленными путем численного моделирования процесса переноса излучения в кожной ткани при широкой вариации ее параметров. Показано, что при наличии априорной информации о рассеивающих свойствах кожи возможно определение концентраций меланина и гемоглобина по снимкам цветной ПЗС-камерой.

Ключевые слова: кожа, концентрации пигментов, мультиспектральные изображения, множественные регрессии.

A method of efficient receipt of two-dimensional distributions of melanin, oxy- and deoxyhemoglobin concentrations in the skin tissues from skin pictures in spectral ranges with central wavelengths 460, 522, 560, 580, 610 and 740 nm is developed. The method is based on multiple regressions between spectral brightnesses of image pixels and the determinable parameters of the skin established on the base of radiation in the skin transfer model at the wide variation of its parameters. It is shown that at having on a priori information on skin scattering properties it is possible to determine the melanin and hemoglobin concentration by skin pictures from the color CCD camera.

Key words: skin, pigments concentrations, multispectral images, multiple regressions.

Одним из перспективных направлений современной оптики является разработка неинвазивных (неразрушающих) методов диагностики состояния биологических объектов, позволяющих определять их параметры при незначительном воздействии слабоинтенсивного оптического излучения. В последнее время все большую популярность приобретают методы, основанные на анализе мультиспектральных изображений биологических тканей (кожи и слизистых оболочек) [1—8]. На таких изображениях результаты измерений представлены в виде куба, размерность основания которого определяется пространственным разрешением данных, а размерность высоты — спектральным разрешением. Спектральный анализ яркости пикселей изображения позволяет строить карты пространственных распределений основных пигментов (хромофоров) кожи — меланина, окси- и деоксигемоглобина. Информацию о них можно использовать для ранней диагностики онкологических заболеваний [4, 5, 7], а также для количественной характеристики пигментных повреждений кожи (таких как солнечные ожоги, розовые угри, меланоз, локальное расширение мелких сосудов и т. д.) и оценки эффективности курса их лечения, включающего лазерную терапию, химическую чистку лица, косметические операции и т. д. [5].

Однако в настоящее время потенциал этих методов используют лишь частично, что связано с большой вычислительной сложностью количественной интерпретации изображений с высокими спектральным и пространственным разрешениями [4, 6, 7]. Чаще всего на практике применяют сравнительно простые системы визуализации на основе цифровой видеокамеры, позволяющие получать изображения кожи в трех широких спектральных участках (красном R, зе-

леном G, синем B), и статистические методы обработки цветных изображений [9—11]. Такие методы основаны на линейном преобразовании трех составляющих цвета каждого пиксела в независимые компоненты диффузного отражения кожи, ассоциируемые с концентрациями ее пигментов. Параметры преобразования предварительно определяют на основе выборки изображений кожи достаточно большой группы добровольцев. К недостаткам этих методов следует отнести то, что в них не учитывают вариации объемного коэффициента рассеяния ткани, диаметра кровеносных сосудов, толщины эпидермиса и показателя преломления кожи, поскольку объем измеряемой информации явно недостаточен для оценки указанных параметров. В связи с этим определяемые независимые компоненты диффузного отражения кожи характеризуют вклад в измеряемые RGB-значения пикселей не только определяемых параметров, но и ряда других, не поддающихся учету. По этой же причине связь независимых компонент с концентрациями пигментов кожи не является однозначной.

Новый метод количественной интерпретации мультиспектральных изображений биологических тканей предложен в [12]. Суть его состоит в определении спектральных значений коэффициента диффузного отражения (КДО) ткани для всех пикселей изображения путем сравнения их яркостей с яркостями аналогичных пикселей в изображении калибровочного образца и восстановлении диагностически важных параметров ткани с использованием множественных регрессий, связывающих эти параметры с КДО или их проекциями на пространство главных компонент. Множественные регрессии и главные компоненты определяются

на основе модели переноса излучения в биологической ткани при широких вариациях ее параметров [13], что позволяет исключить дорогостоящий, трудоемкий и длительный этап получения мультиспектральных изображений ткани для представительной в статистическом плане группы добровольцев. Данный метод не имеет ограничений по количеству спектральных участков и позволяет в реальном масштабе времени определять диагностически важные параметры ткани при общей вариативности всех других ее параметров. Предложенный метод позволяет надежно определять концентрации основных пигментов кожи по измерениям ее КДО на 30 длинах волн из диапазона 450—800 нм [12]. Однако измерения абсолютных значений КДО предполагают наблюдение одинаковых условий освещения и визуализации для кожи и калибровочного образца, что делает результаты измерений зависящими от рельефа исследуемого участка кожи и его расположения по отношению к системе визуализации. Кроме того, большое количество спектральных участков обуславливает применение дорогой спектрометрической аппаратуры, например перестраиваемых фильтров на жидких кристаллах [1, 2, 7].

В настоящей работе решается задача разработки простого и эффективного метода получения карт пространственных распределений концентрации меланина, общего гемоглобина и степени оксигенации венозно-артериальной крови по изображениям кожи в минимально возможном количестве спектральных участков, позволяющих в достаточной степени учесть вариации всех других ее параметров. Исключение влияния неравномерной освещенности поверхности кожи и геометрии схемы регистрации отраженного кожей излучения достигается путем использования для решения обратной задачи относительной спектральной яркости пикселей.

Анализ мультиспектральных изображений кожи. Мультиспектральные системы визуализации позволяют получать изображение исследуемой ткани в N_λ спектральных участках. Исходной информацией при этом является спектральная яркость пикселей [6, 7, 9, 10]:

$$V(x, y, \lambda) = \cos[\theta(x, y)] \int_{\lambda - \Delta\lambda/2}^{\lambda + \Delta\lambda/2} E(x, y, \lambda) F(\lambda) D(\lambda) R(x, y, \lambda) d\lambda,$$

где λ , $\Delta\lambda$ — центральная длина волны и ширина спектрального участка; x, y — координаты элемента поверхности ткани; $\theta(x, y)$ — угол между нормалью к поверхности ткани и осью камеры; $E(x, y, \lambda)$ — освещенность ткани; $F(\lambda)$ — спектральное пропускание фильтров; $D(\lambda)$ — спектральная чувствительность приемника или цифровой камеры; $R(x, y, \lambda)$ — КДО ткани, т. е. отношение потока излучения длиной волны λ , отраженного элементарной площадкой с центром в точке (x, y) , к падающему на нее потоку.

Карты распределения параметров ткани получают в результате решения обратной задачи по интерпретации спектральной яркости каждого пикселя с использованием модели переноса света в ткани. Для устранения влияния на получаемые распределения неравномерной освещенности ткани и угла наблюдения полагают, что относительное спектральное распределение освещенности не зависит от координат точки на поверхности ткани. Это позволяет выполнить разделение $E(x, y, \lambda)$ на спектральную $S(\lambda)$ и пространственную $A(x, y)$ компоненты:

$$E(x, y, \lambda) = A(x, y) S(\lambda),$$

и исключить вклад функций $A(x, y)$, $\cos[\theta(x, y)]$ в яркость пикселей путем их нормирования:

$$r(x, y, \lambda) = [V(x, y, \lambda) - V_{\text{тем}}(x, y, \lambda)] / [V(x, y, \lambda_0) - V_{\text{тем}}(x, y, \lambda_0)],$$

где λ_0 — опорный спектральный участок; $V_{\text{тем}}(x, y, \lambda)$ — яркость пикселя при отсутствии внешней подсветки.

Алгоритм решения обратной задачи одинаков для всех пикселей, поэтому будем вести его дальнейшее изложение без указания зависимости коэффициентов r от координат (x, y) . Спектральные значения $\ln r(\lambda)$ удобно представить в виде вектора измерений $\mathbf{r}$ из N_λ компонент. При помощи метода главных компонент $\mathbf{r}$ разлагается по системе ортогональных векторов, причем оптимальной его аппроксимацией является разложение по собственным векторам ковариационной матрицы

$$S_{ij} = [\sigma_i \sigma_j]^{-1} \sum_{k=1}^K (r_i^k - \bar{r}_i)(r_j^k - \bar{r}_j). \quad (1)$$

Здесь $\bar{r}$, σ — среднее значение и дисперсия $\mathbf{r}$, определяемые на основе ансамбля из K реализаций $\mathbf{r}$; $1 \leq i, j \leq N_\lambda$.

В этом случае разложение любой реализации $\mathbf{r}$ имеет вид

$$\mathbf{r} = \bar{\mathbf{r}} + \mathbf{G}\boldsymbol{\xi}, \quad (2)$$

где $\mathbf{G} = (\mathbf{g}_1, \dots, \mathbf{g}_P)$ — матрица размером $N_\lambda \times P$ со столбцами из главных компонент $\mathbf{g}_k$, P — число главных компонент; $\boldsymbol{\xi} = (\xi_1, \dots, \xi_P)$ — коэффициенты разложения (проекции $\mathbf{r}$ на пространство из главных компонент), которые находят по формуле

$$\boldsymbol{\xi} = \mathbf{G}^T (\mathbf{r} - \bar{\mathbf{r}}).$$

В связи с быстрой сходимостью рассматриваемого разложения на первые собственные векторы матрицы (1), соответствующие наибольшим собственным числам, приходится большую часть изменчивости $r(\lambda)$, обусловленной вариациями структурных и биохимических параметров ткани. Таким образом, можно значительно уменьшить размерность исходных данных и выделить из них несколько независимых компонент, содержащих столько информации, сколько было в исходных данных. Количество независимых компонент, содержащихся в спектрах $r(\lambda)$, определяют путем анализа собственных чисел l_i ($i = 1, \dots, N_\lambda$) матрицы (1), каждое из которых характеризует относительный вклад соответствующего ему собственного вектора в вариации $r(\lambda)$. Число независимых компонент определяется номером собственного числа $l_i > \delta r^2$, где δr — погрешность измерений $r(\lambda)$.

Для решения обратной задачи можно использовать не измеряемые в эксперименте спектральные значения $r(\lambda)$, а их проекции $\boldsymbol{\xi}$ на пространство главных компонент. При этом для нахождения концентрации пигментов кожи удобно применять предварительно полученные аналитические выражения, связывающие данные параметры с проекциями $\boldsymbol{\xi}$, например, полиномиальные регрессии

$$C_q = a_{00} + \sum_{n=1}^P \sum_{m=1}^M a_{nm} (\xi_n)^m, \quad (3)$$

где C_q — концентрация пигмента или его логарифм; a_{nm} — коэффициенты регрессий, численные значения которых рассчитывают методом наименьших квадратов на основе ансамбля реализаций ξ и C_q ; M — степень полинома, которую выбирают исходя из остаточной дисперсии (в приведенных ниже расчетах $M = 3$).

Любую реализацию $r(\lambda)$ можно с достаточной точностью аппроксимировать при помощи первых P собственных векторов матрицы (1). При этом коэффициенты разложения $r(\lambda)$ по собственным векторам находят непосредственно из системы уравнений (2), располагая данными измерений для P спектральных участков. Точность аппроксимации при этом снижается, но появляется возможность восстановления $r(\lambda)$ по нескольким точкам. Концентрации пигментов кожи C_q в этом случае определяют как из ξ , так и напрямую из $r(\lambda_n)$, например, при помощи полиномиальных регрессий

$$C_q = a_{00} + \sum_{n=1}^P \sum_{m=1}^M a_{nm} [\ln r(\lambda_n)]^m. \quad (4)$$

Решение обратной задачи, выражающееся регрессионной зависимостью (4), более предпочтительно в практическом плане, чем решение (3), поскольку позволяет определять параметры ткани по ее изображениям в малом количестве спектральных участков.

Выбор оптимальных спектральных участков. Для получения регрессионных зависимостей (3), (4) использовали обучающий набор данных, сформированный на основе модели переноса излучения в коже [13]. Диапазоны вариаций модельных параметров выбраны исходя из результатов многочисленных экспериментов для нормальной и патологически измененной кожи. Вариации параметров осуществляли независимо друг от друга. При каждой комбинации параметров методом Монте-Карло [14, 15] рассчитывали КДО $R(\lambda)$ на 31 длине волны из диапазона 450—800 нм, характеризующих основные особенности спектральных кривых поглощения пигментов кожи. В результате был сформирован ансамбль реализаций модельных параметров и соответствующих им спектров

$$r(\lambda) = A(\lambda) [R(\lambda) / R(\lambda_0)],$$

где $A(\lambda)$ — аппаратная функция, учитывающая относительные спектральные зависимости мощности источника света, пропускания фильтров и чувствительность камеры (в расчетах принимали равной единице); $\lambda_0 = 610$ нм — нормировочная длина волны.

На основе смоделированного ансамбля реализаций $r(\lambda)$ рассчитана ковариационная матрица (3) и проведен анализ ее собственных чисел. В результате оказалось, что при погрешности $\delta r = 1...2$ % измеряемые спектры $r(\lambda)$ содержат пять независимых компонент. Этот факт свидетельствует о том, что для описания вариаций $r(\lambda)$, обусловленных изменчивостью структурных и биохимических параметров кожи, достаточно использовать пять первых собственных векторов ковариационной матрицы $r(\lambda)$, соответствующих наибольшим

собственным числам. Таким образом, количество независимых компонент в спектрах $r(\lambda)$ относительно невелико и применение шести спектральных участков (с учетом λ_0) позволяет извлечь большую часть информации, содержащейся в спектре $r(\lambda)$.

Критериями выбора оптимальных спектральных участков λ_n являются соответствующая им погрешность восстановления концентраций пигментов кожи и устойчивость соответствующего решения обратной задачи к случайным возмущениям $r(\lambda_n)$. Важное условие правильного выбора λ_n — отсутствие сильной корреляции между значениями $r(\lambda_n)$. В противном случае система уравнений (2) для вычисления коэффициентов ξ будет плохо обусловленной, что приведет к большой чувствительности результатов аппроксимации полного спектра $r(\lambda)$ и решения обратной задачи к погрешностям измерений опорных значений $r(\lambda_n)$.

Оптимальные λ_n выбирали путем компьютерного перебора различных комбинаций из 30 длин волн и оценивания соответствующих им погрешностей восстановления следующих параметров кожи: интегрального содержания меланина в эпидермисе $OD_3 = f_{m,3} L_3$, где $f_{m,3}$ — объемное содержание меланина, L_3 — толщина эпидермиса; концентрации общего гемоглобина в дерме $F_{thb} = f_{kr} C_{thb}$, где f_{kr} — объемная концентрация капилляров с кровью в дерме, C_{thb} — концентрация гемоглобина в крови; насыщение крови кислородом S (доля окисленного гемоглобина в общем гемоглобине). Для каждой комбинации λ_n вычисляли коэффициенты регрессий (4), соответствующие указанным параметрам. Далее перебирали все обучающие реализации $r(\lambda_n)$ и для каждой из них определяли параметры OD_3 , F_{thb} , S с использованием (4), в которых на $r(\lambda_n)$ накладывались случайные отклонения в пределах 1 %. Полученные значения параметров сравнивали с истинными значениями и вычисляли погрешности их восстановления. Оптимальной комбинацией λ_n принята та, которой соответствует наименьшая погрешность

$$\delta X = \delta OD_3 + \delta F_{thb} + 4\delta S,$$

где δOD_3 , δF_{thb} , δS — средние по ансамблю погрешности восстановления соответствующих параметров (числовой коэффициент 4 введен для уравнивания вкладов всех трех составляющих в суммарную погрешность δX).

Для исходного набора длин волн такой комбинацией является $\lambda = 460, 522, 560, 580, 740$ нм и $\lambda_0 = 610$ нм. На рис. 1 приведены результаты восстановления этих параметров с использованием регрессий (4), соответствующих оптимальным длинам волн, для 10^3 модельных реализаций $r(\lambda_n)$. Из рис. 1 следует, что с использованием (4) удается достичь примерно одинаковой погрешности аппроксимации статистической связи между $r(\lambda_n)$ и искомыми параметрами во всем диапазоне изменений последних. Погрешности восстановления OD_3 , F_{thb} , S составляют 10,4; 11,4; 2,3 %, соответственно. Такие результаты дают основание говорить о возможности создания простого и недорогого прибора, позволяющего дистанционно получать карты пространственных распределений основных пигментов кожи в реальном масштабе времени по шести снимкам кожи, сделанным через фильтры с центральными длинами волн 460, 522, 560, 580, 610, 740 нм.

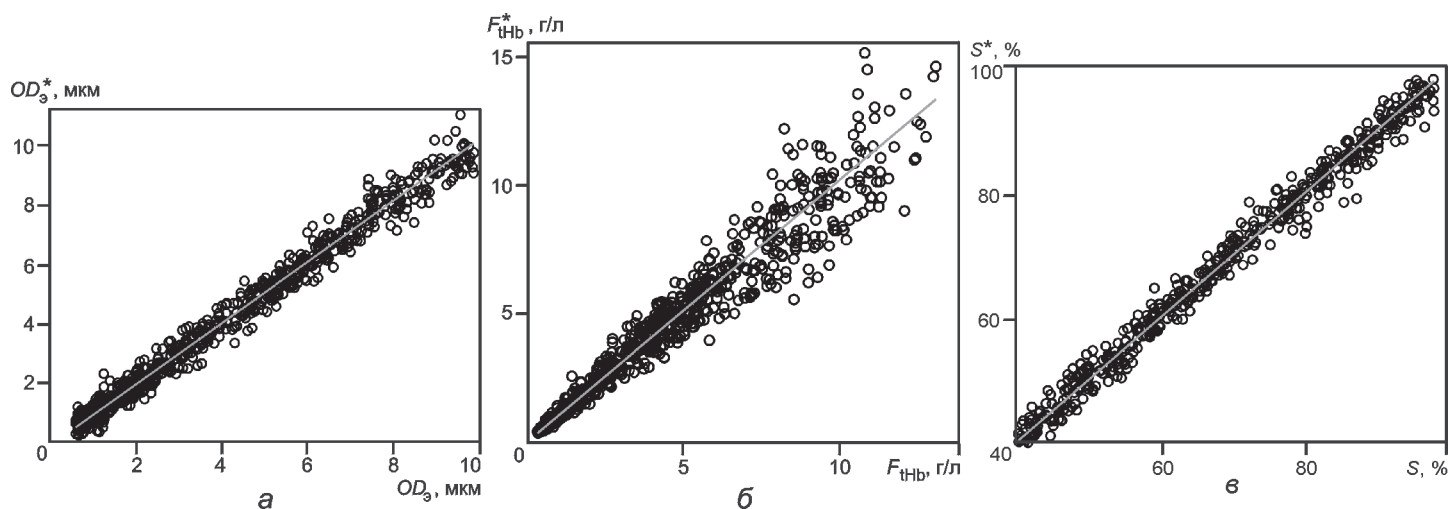


Рис. 1. Сопоставление истинных и предсказанных с использованием регрессии (4) концентраций меланина (а) и общего гемоглобина (б), степени оксигенации крови (в)

Количественная интерпретация цветных изображений

кожи. На практике большой популярностью пользуются сравнительно простые и недорогие системы визуализации на основе цветной ПЗС-камеры. В связи с этим представляет большой практический интерес возможность получения простых аналитических выражений, связывающих цветовые координаты каждого пиксела с концентрациями пигментов кожи. Такие выражения позволят в реальном масштабе времени переходить от малоинформативных цветных изображений кожи к высококонтрастным изображениям ее пигментов, свободных от влияния неравномерной освещенности ткани и аппаратных функций системы визуализации.

С точки зрения спектральных измерений цветную ПЗС-камеру можно рассматривать как трехполосовой фильтр, выделяющий из белого света три цветовые составляющие — R, G, B . Соответствующие им сигналы M_i ($i = R, G, B$) на выходе ПЗС-камеры выражаются уравнением [9, 10]:

$$V_i = G(\theta) \int_{400}^{700} S(\lambda) D_i(\lambda) R(\lambda) d\lambda,$$

где $S(\lambda)$ — спектральная мощность источника света (лампы); $D_i(\lambda)$ — спектральное пропускание R -, G -, B -фильтров; $G(\theta)$ — геометрический фактор.

Интегральный КДО кожи в каждом спектральном интервале R_i определяется сопоставлением измеряемых сигналов V_i с соответствующими сигналами для калибровочного образца — белого диффузного отражателя [9]. При одинаковых условиях измерений такая калибровка позволяет исключить влияние геометрии измерений и абсолютных спектральных зависимостей характеристик лампы и камеры на результат определения пигментов кожи. Обратная задача в этом случае сводится к обращению коэффициентов

$$R_i = \int_{400}^{700} S(\lambda) D_i(\lambda) R(\lambda) d\lambda / \int_{400}^{700} S(\lambda) D_i(\lambda) d\lambda. \quad (5)$$

Исключить влияние отмеченных выше факторов можно также, используя для решения обратной задачи нормированные сигналы $r_{BR} = V_B/V_R$ и $r_{GR} = V_G/V_R$.

Для оперативной интерпретации цветовых координат (R_R, R_G, R_B) и (r_{BR}, r_{GR}) каждого пиксела можно применить полиномиальные регрессии

$$\ln C_q = \sum_{0 \leq m+n+p \leq 3} a_{mnk} [\ln R_R]^m [\ln R_G]^n [\ln R_B]^p; \quad (6)$$

$$\ln C_q = \sum_{0 \leq n+m \leq 3} a_{nm} [\ln r_{BR}]^n [\ln r_{GR}]^m, \quad (7)$$

где a_{nm}, a_{mnk} — аппаратно-зависящие коэффициенты, определяемые с учетом обучающих данных, которые могут быть получены на основе оптико-статистической модели кожи [13].

Однако необходимо сделать два замечания. Во-первых, расчет КДО кожи в широких спектральных интервалах по (5) предполагает интегрирование монохроматического КДО $R(\lambda)$ с учетом аппаратных функций, поэтому использование для этой цели метода Монте-Карло сопряжено с большими вычислительными затратами по сравнению с применением узких спектральных участков. Во-вторых, малый объем информации, получаемый на основе цветных изображений кожи, не позволяет в достаточной степени учесть вариации всех модельных параметров, поэтому интерпретация соответствующих измерений возможна только в рамках предположения о фиксированном значении некоторых модельных параметров.

Для уменьшения вычислительных затрат разработан простой аналитический метод решения уравнения переноса излучения в двухслойной среде с конечной толщиной верхнего слоя и полубесконечным нижним слоем. Метод позволяет рассчитать КДО среды по заданным значениям показателя преломления n , толщины верхнего слоя L_1 и оптических параметров (ОП) слоев — коэффициентов поглощения k_1, k_2 , редуцированных коэффициентов рассеяния μ_{s1}, μ_{s2} :

$$R(n, k_1, k_2, \mu_{s1}, \mu_{s2}) = \frac{(1 - \rho_k)(1 - \rho_d)R_k(n, k_1, k_2, \mu_{s1}, \mu_{s2})}{1 - \rho_d R_d(n, k_1, k_2, \mu_{s1}, \mu_{s2})}, \quad (8)$$

где ρ_k — коэффициент отражения нормально падающего излучения от поверхности среды, $\rho_k = (1 - n)^2 / (1 + n)^2$; ρ_d — коэффициент отражения поверхности среды, освещенной диффузным потоком изнутри [16]; R_k, R_d — коэффициенты отражения среды без внешней границы при направленном и диффузном освещении, соответственно.

В (8) учитывается, что световые потоки, многократно отраженные от внутренней границы среды, образуют бесконечно убывающую геометрическую прогрессию со знаменателем $\rho_d R_d$ [17]. Коэффициенты R_k, R_d можно описать формулой

$$R_{c,k} = \exp \left(-A - \sum_{m=1}^3 B_m (k_1 L_1)^m - k_2 \delta_2 \sum_{m=0}^3 C_m \left[\ln \frac{k_2}{\mu_{s2}} \right]^m - k_2 \delta_2 \sum_{m=1}^3 D_m \left[\ln \frac{\mu_{s1} L_1}{\mu_{s2} \delta_2} \right]^m \right), \quad (9)$$

где $\delta_2 = [3k_2(k_2 + \mu_{s2})]^{-1/2}$ — глубина проникновения света во 2-й слой [15]; A, B_m, C_m, D_m — коэффициенты, полученные путем аппроксимации точных расчетов КДО методом Монте-Карло для различных комбинаций параметров $n, k_1, k_2, \mu_{s1}, \mu_{s2}$ (таблица).

Коэффициенты аппроксимационной формулы (9)

m	Значения коэффициентов для расчета					
	R_k при $A = 1,3752$			R_d при $A = 6,8686$		
	B_m	C_m	D_m	B_m	C_m	D_m
1	3,2122	2,4995	-2,7380	3,9457	20,480	-0,5856
2	-1,4737	0,3612	-0,8963	-6,5648	5,0512	0,1346
3	0,3897	0,1769	-0,0857	7,5672	1,3538	0,0001

Для получения ансамбля реализаций КДО использовали следующий подход. В качестве варьируемых параметров взяты параметры оптической модели кожи [13] — показатель преломления цельной кожи, параметры спектральной зависимости редуцированного коэффициента рассеяния, толщина эпидермиса, объемные концентрации меланина в эпидермисе и капилляров с кровью в дерме, средний диаметр капилляров, концентрация общего гемоглобина в крови, насыщение крови кислородом. При каждой реализации параметров рассчитывали $k_1, k_2, \mu_{s1}, \mu_{s2}$ на 31 длине волны из видимой области спектра. В соответствии с полученными спектрами ОП кожи методом Монте-Карло определяли ее спектральный КДО. Таким образом, был смоделирован ансамбль из 10^3 реализаций спектров ОП и КДО. Их найденные спектральные значения объединены в общий ансамбль, который затем применяли для определения коэффициен-

тов в (9). Такой подход позволяет учесть физическую обусловленность ОП кожи и соотношения между ними, характерные для рассматриваемого спектрального диапазона, а также исключить не встречающиеся в реальности комбинации ОП. Полученный в результате ансамбль охватывает следующие диапазоны: $0,13 \leq k_1 \leq 23 \text{ мм}^{-1}$; $0,02 \leq k_2 \leq 8,3 \text{ мм}^{-1}$; $1 \leq \mu_{s1}, \mu_{s2} \leq 11 \text{ мм}^{-1}$; $0,25 \leq \mu_{s1}/k_1 \leq 21$; $0,8 \leq \mu_{s2}/k_2 \leq 135$; $0,01 \leq R \leq 0,54$. Выражения (8), (9) с коэффициентами (см. таблицу) позволяют аппроксимировать рассчитанные значения КДО со средней квадратической погрешностью $\delta R = 1 \%$. Таким образом, точность разработанного метода расчета КДО сравнима с точностью метода Монте-Карло. При этом вычислительные затраты методов отличаются на несколько порядков.

Что касается фиксирования значений одного или некоторых модельных параметров при интерпретации цветных изображений кожи, то наиболее уместным будет зафиксировать значения параметров рассеяния кожи. Согласно многочисленным экспериментальным данным [18—21] спектр редуцированного коэффициента рассеяния нормальной кожи взрослого человека примерно одинаков для всех типов кожи и анатомических частей тела и достаточно точно описывается эмпирической зависимостью [19]:

$$\mu_s(\lambda) = 2 \cdot 10^{11} \lambda^{-4} + 2 \cdot 10^4 \lambda^{-1,5}, \quad (10)$$

где $[\mu_s] = [\text{мм}^{-1}]$, $[\lambda] = [\text{нм}]$.

Существенные отклонения от зависимости (10) наблюдаются только для опухолевых тканей кожи [21]. Диапазоны вариаций всех других модельных параметров оставим без изменений.

В качестве примера рассмотрим оценки погрешностей восстановления концентраций меланина и гемоглобина с использованием регрессий (6) и (7), соответствующих системе визуализации на основе галогенной лампы LS-1 фирмы Ocean optics и цифровой камеры Nikon D70. Относительные спектральные зависимости характеристик рассматриваемой системы показаны на рис. 2. Набор тестовых данных состоит из 10^3 смоделированных реализаций параметров кожи и соответствующих им цветовых координат. Восстанавливали параметры при помощи (6), (7) и в условиях случайных флуктуаций цветовых координат в пределах 1 %. В результате оказалось, что погрешности восстановления OD_λ и F_{thb} из

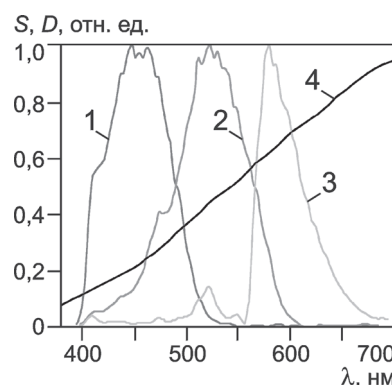


Рис. 2. Используемые при моделировании профили относительной спектральной чувствительности цветной камеры $D_i(\lambda)$ (кривые 1—3) и мощности лампы $S(\lambda)$ (кривая 4)

координат (R_R , R_G , R_B) составляют 6,3 и 9,3 %. При использовании координат (r_{BR} , r_{GR}) они возрастают до 10,8 и 11,6 %, соответственно. Таким образом, при использовании координат (R_R , R_G , R_B) можно получить выигрыш в точности определения искоемых параметров, однако изображения кожи в этих координатах подвержены искажающему влиянию рельефа ее поверхности, неоднородности освещения и геометрии визуализации. В то же время изображения в координатах (r_{BR} , r_{GR}) свободны от влияния отмеченных выше факторов, что обеспечивает дистанционность измерений.

Заключение. Разработанные методы позволяют в реальном масштабе времени получать двухмерные распределения концентраций пигментов кожи по ее цветным изображениям или изображениям в шести узких спектральных участках. Преимущество первого варианта состоит в простоте и экономичности его практической реализации, однако требует использования априорных предположений о рассеивающих свойствах кожи; второго — в определении концентрации пигментов кожи в условиях общей вариативности ее структурных и биофизических параметров. При этом в обоих случаях измерения могут выполняться дистанционно, т. е. без контакта измерителя с кожей, а значит — без искажающего влияния на ее определяемые параметры.

Л и т е р а т у р а

1. **Harvey A. R. e. a.** Technology options for imaging spectrometry // Proc. SPIE Imag. Spectrometry VI. 2000. V. 4132. P. 13—24.
2. **Gat N.** Imaging spectroscopy using tunable filters: a review // Proc. SPIE Wavelet Appl. VII. 2000. V. 4056. N 1. P. 50—64.
3. **Pham T. H. e. a.** Quantifying the absorption and reduced scattering coefficients of tissuelike turbid media over a broad spectral range with noncontact fourier-transform hyperspectral imaging // Appl. Opt. 2000. V. 39. N 34. P. 6487—6497.
4. **Claridge E. e. a.** Quantifying mucosal blood volume fraction from multispectral images of the colon // Physiology, Function, and Structure from Medical Images: Proc. SPIE Medical Imaging. 2007. V. 6511. P. 65110C.
5. **Matts P. J., Cotton S. D.** Spectrophotometric Intracutaneous Analysis (SIAscopy) / 3rd Edition Handbook of Cosmetic Science and Technology / Ed. M. Paye, A. N. Barel, H. I. Maibach. N. Y.: Informa Healthcare USA, Inc. 2008. P. 275—283.
6. **Jacques S. L.** An update on photodynamic therapy applications // J. Innovative Opt. Health Sci. 2009. V. 2. N 2. P. 123—129.
7. **Bersha K. S.** Spectral imaging and analysis of human skin. Master Thesis Report. Joensuu, Finland: University of Eastern Finland, 2010.
8. **Tseng T. Y., Lai P. J., Sung K. B.** High-throughput detection of immobilized plasmonic nanoparticles by a hyperspectral imaging system based on Fourier transform spectrometry // Opt. Express. 2011. V. 19. N 2. P. 1291—1300.
9. **Martinkauppi B.** Face color under varying illumination-analysis and applications. PhD Dissertation. University of Oulu, 2002.
10. **Daisuke N., Norimichi T., Yoichi M.** Real-time multi-spectral image processing for mapping pigmentation in human skin // Med. Imaging Technol. 2002. V. 20. N 2. P. 123—133.
11. **Pat. WO/2011/103576 IPC: G06T 7/00 (2006.01).** Reflectance imaging and analysis for evaluating tissue pigmentation / Patwardhan S. V.
12. **Лысенко С. А., Кугейко М. М.** Метод оперативной количественной интерпретации спектра отражения биологической ткани // Электроника-инфо. 2012. № 2. С. 109—112.
13. **Лысенко С. А., Кугейко М. М.** Метод оперативной количественной интерпретации спектрально-пространственных профилей диффузного отражения биологических тканей // Оптика и спектроскопия. 2013. Т. 114. № 2. С. 105—114.
14. **Wang L., Jacques S. L., Zheng L.** Monte Carlo modeling of photon transport in multi-layered tissues // Computers Methods and Programs in Biomedicine. 1995. N 47. P. 131—146.
15. **Пушкарева А. Е.** Методы математического моделирования в оптике биоткани. СПб: СПбГУ ИТМО, 2008.
16. **Egan W.G., Hilgerman T.W., Reichman J.** Determination of Absorption and Scattering Coefficients for Nonhomogeneous Media. 2: Experiment // Appl. Opt. 1973. V. 12. N 8. P. 1816—1823.
17. **Иванов А. П.** Оптика рассеивающих сред. Минск: Наука и техника, 1969.
18. **Saidi I.** Transcutaneous Optical Measurement of Hyperbilirubinemia in Neonates. PhD thesis. Houston, USA: Rice University, 1992.
19. **Jacques S. L.** Skin optics, Oregon Medical Laser Center Monthly News [Электрон. ресурс]. <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html> (дата обращения: 18.06.2012 г.).
20. **Simpson R. e. a.** Near-Infrared Optical Properties of Ex Vivo Human Skin and Subcutaneous Tissues Measured Using the Monte Carlo Inversion Technique // Phys. Med. Biol. 1998. V. 43. P. 2465—2478.
21. **Salomatina E. e. a.** Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range // J. Biomed. Opt. 2006. V. 11. N 6. P. 064026-1—9.

Дата принятия 18.07.2013 г.